

UNIVERSIDAD DE HUANUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
PROGRAMA ACADÉMICO DE ODONTOLOGÍA



TESIS

**“GRADO DE COMPRESIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS
FILTEX 350 COLTENE Y OPALIS EN LA CIUDAD DE HUÁNUCO
2018”**

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE CIRUJANO DENTISTA

AUTOR: Justiniano Rivas, Carlos Alberto

ASESOR: Palacios Chumpitaz, Julio Walter

HUÁNUCO – PERÚ

2020

U

D

H



TIPO DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN:

- Tesis (X)
- Trabajo de Suficiencia Profesional()
- Trabajo de Investigación ()
- Trabajo Académico ()

LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN: Salud pública en estomatología

AÑO DE LA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN (2018-2019)

CAMPO DE CONOCIMIENTO OCDE:

Área: Ciencias médicas, Ciencias de la salud

Sub área: Medicina clínica

Disciplina: Odontología, Cirugía oral, Medicina oral

DATOS DEL PROGRAMA:

Nombre del Grado/Título a recibir: Título

Profesional de Cirujano Dentista

Código del Programa: P04

Tipo de Financiamiento:

- Propio (X)
- UDH ()
- Fondos Concursables ()

DATOS DEL AUTOR:

Documento Nacional de Identidad (DNI): 43911599

DATOS DEL ASESOR:

Documento Nacional de Identidad (DNI): 06664903

Grado/Título: Maestro en ciencias de la salud, con
mención en: odontoestomatología

Código ORCID: 0000-0002-4655-5082

DATOS DE LOS JURADOS:

Nº	APELLIDOS Y NOMBRES	GRADO	DNI	Código ORCID
1	Preciado Lara, María Luz	Doctora en ciencias de la salud	22465462	0000-0002-3763-5523
2	Fernandez Briceño, Sergio Abraham	Magister en ciencias de la salud salud pública y docencia universitaria	40101909	0000-0002-6150-5833
3	Benites Valencia, Julio Enrique	Cirujano dentista	21541164	0000-0003-0813-3142



UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

PROGRAMA ACADÉMICO DE ODONTOLOGÍA

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

En la Ciudad de Huánuco, siendo las **05:00 P.M.** del día 24 del mes noviembre dos mil veinte en la plataforma del aula virtual de la Facultad de Ciencia de la Salud, en cumplimiento de lo señalado en el Reglamento de Grados y Títulos de la Universidad de Huánuco, se reunió el **Jurado Calificador** integrado por los docentes:

- | | |
|---|-------------------|
| • Dra. C.D. María Luz Preciado Lara | PRESIDENTA |
| • Mg. C.D. Sergio Abraham Fernández Briceño | SECRETARIO |
| • C.D. Julio Enrique Benites Valencia | VOCAL |

ASESOR DE TESIS Mg. C.D. Julio Walter Palacios Chumpitaz

Nombrados mediante la Resolución N° 851-2020-D-FCS-UDH, para evaluar la Tesis intitulada: **"GRADO DE COMPRESIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS FILTEX 350 COLTENE Y OPALIS EN LA CIUDAD DE HUÁNUCO 2018"**, presentado por el Bachiller en Odontología, el Sr. **JUSTINIANO RIVAS, Carlos Alberto** para optar el Título Profesional de **CIRUJANO DENTISTA**.

Dicho acto de sustentación se desarrolló en dos etapas: exposición y absolución de preguntas; procediéndose luego a la evaluación por parte de los miembros del Jurado. Habiendo absuelto las objeciones que le fueron formuladas por los miembros del Jurado y de conformidad con las respectivas disposiciones reglamentarias, procedieron a deliberar y calificar, declarándolo **APROBADO** por **UNANIMIDAD** con el calificativo cuantitativo de **18** y cualitativo de **EXCELENTE**.

Siendo las 06:05 P.M. del día 24 del mes de noviembre del año 2020, los miembros del Jurado Calificador firman la presente Acta en señal de conformidad.

Dra. C.D. María Luz Preciado Lara
PRESIDENTA

Mg. C.D. Sergio Abraham Fernández Briceño
SECRETARIO

C.D. Julio Enrique Benites Valencia
VOCAL



UNIVERSIDAD DE HUANUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD



P.A. DE ODONTOLOGIA



CONSTANCIA

HACE CONSTAR:

Que el Bachiller: **Sr. Justianiano Rivas, Carlos Alberto**; ha aprobado la Sustentación de Tesis quien solicita fecha y hora, jurados de sustentación del Informe final **“GRADO DE COMPRESIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS FILTEX 350 COLTENE Y OPALIS EN LA CIUDAD DE HUÁNUCO 2018”**, para obtener el Título Profesional de Cirujano Dentista, realizada el día 24 de Noviembre del 2020 a horas 05:00 P.M. en la plataforma del aula virtual de la Facultad de Ciencia de la Salud, tal como consta en el Acta respectiva de Sustentación de Tesis.

Se expide la presente para los fines pertinentes.

Huánuco, 27 de Noviembre del 2020.

Mg. C.D. Mardonio Apac Palomino
Coordinador del P.A. de Odontología.

DEDICATORIA

A mi señor padre: HEBER JUSTINIANO SANTIAGO,
a quien aprecio y valoro.

Especialmente a, mis hijas: KARLA E YAISSA
quienes son mi motor y motivo para lograr alcanzar
este valioso éxito.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por haberme dado la dicha de existir.

Doy las gracias también al que desde muchos años ha sido mi jefe, amigo, hermano DR: ALEJANDRO JOSE RUÍZ SANCHEZ, junto a quien tome contacto por primera vez el concepto ODONTOLOGÍA y todos aquellos quienes aportaron positivamente para lograr el éxito y por ello sentirme satisfecho.

ÍNDICE

DEDICATORIA	II
AGRADECIMIENTO	III
ÍNDICE	IV
ÍNDICE DE CUADROS	VI
ÍNDICE DE GRÁFICOS	VII
RESUMEN	VIII
SUMMARY	IX
INTRODUCCIÓN	XI
CAPITULO I	13
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	13
1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	14
1.2.1. PROBLEMA GENERAL	14
1.2.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS	14
1.3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	14
1.3.1. OBJETIVO GENERAL	14
1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
1.4. JUSTIFICACIÓN	14
1.4.1. JUSTIFICACIÓN TEÓRICA	14
1.4.2. JUSTIFICACIÓN METODOLÓGICA	15
1.4.3. JUSTIFICACIÓN SOCIAL	15
1.5. VIABILIDAD O FACTIBILIDAD DEL ESTUDIO	15
1.5.1. TÉCNICO	15
1.5.2. OPERATIVO	15
1.5.3. ECONÓMICA	15
CAPITULO II	16
MARCO TEÓRICO	16
2.1. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN	16
2.1.1. ANTECEDENTES INTERNACIONALES	16
2.1.2. ANTECEDENTES NACIONALES	20
2.1.3. ANTECEDENTES LOCALES	22
2.2. BASE TEÓRICA	22

2.2.1. Resinas compuestas.....	22
2.3. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS	34
2.4. FORMULACIÓN DE HIPÓTESIS	35
2.5. VARIABLES.....	35
2.5.1. VARIABLE DEPENDIENTE	35
2.5.2. VARIABLE INDEPENDIENTE.....	35
2.6. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES.....	36
CAPITULO III	37
MARCO METODOLOGICO	37
3.1. TIPO, NIVEL Y MÉTODO DE INVESTIGACIÓN	37
3.2. DISEÑO Y ESQUEMA DE LA INVESTIGACIÓN	37
3.3. POBLACIÓN Y MUESTRA	38
3.4. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE RECOJO, VALIDACIÓN DE INSTRUMENTOS	38
3.5. PLAN DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	38
3.6. PLAN DE TABULACIÓN Y ANÁLISIS	39
CAPITULO IV.....	40
RESULTADOS.....	40
CAPITULO V.....	46
DISCUSIÓN	46
CONCLUSIONES	48
SUGERENCIAS O RECOMENDACIONES	49
BIBLIOGRAFÍA	50
ANEXOS	57

ÍNDICE DE CUADROS

Cuadro 1 DIÁMETRO DE LOS CILINDROS DE RESINA.....	40
Cuadro 2 COMPARACIÓN DEL DIAMETRO DE LOS CILINDROS.....	41
Cuadro 3 ÁREA DE LOS CILINDROS DE RESINA.....	41
Cuadro 4COMPARACIÓN DEL ÁREA DE LOS CILINDROS	43
Cuadro 5 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN	43
Cuadro 6 COMPARACIÓN DE LA COMPRESIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS.....	44

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 Diámetro de los cilindros de resina.....	40
Gráfico 2 Área de los cilindros de resina.....	42
Gráfico 3 Comparación de resistencia a la compresión.....	44

RESUMEN

El estudio de investigación tuvo como objetivo principal comparar la resistencia a la compresión de las resinas compuestas filtek Z 350 de 3M, Brilliant de Coltene y Opallis de FGM; para ello, se empleó el método descriptivo con diseño prospectivo, transversal, estando la muestra conformada por 30 cilindros elaborados de cada resina compuesta, divididos en 10 de cada uno; los diámetros y las áreas de los cilindros de las resinas presentaron medias que no difieren significativamente, por lo que se encontraban aptos para las pruebas.

Se concluye que la resina filtek de 3M presenta mayor media de resistencia a la compresión (126,36), en comparación a las resinas brilliant (97,79) y opallis (117,60). La resistencia a la compresión no difiere significativamente entre las resinas filtek 350 y opallis de FGM. ($p = 0,517$). La resina compuesta brilliant presenta menor capacidad de resistencia a la compresión en comparación a las resinas filtek 350 y opallis. ($p < 0,05$)

PALABRAS CLAVE: Resistencia a la compresión, resina compuesta.

SUMMARY

The main objective of the research study was to compare the compressive strength of the composite resins filtek Z 350 of 3M, Brilliant de Coltene and Opallis of FGM; for this, the descriptive method with a prospective, transversal design was used, the sample being made up of 30 cylinders made from each composite resin, divided into 10 of each; the diameters and areas of the resin cylinders presented means that do not differ significantly, so they were suitable for testing.

It is concluded that the filtek resin of 3M has a higher average resistance to compression (126.36), compared to the brilliant resins (97.79) and opallis (117.60). The compressive strength does not differ significantly between the filtek 350 and opallis resins of FGM. ($p = 0.517$). Brilliant composite resin has a lower compressive strength compared to filtek 350 and opallis resins. ($p < 0.05$)

KEY WORDS: Compression resistance, composite resin.

**“GRADO DE COMPRESIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS FILTEX
350 COLTENE Y OPALIS EN LA CIUDAD DE HUÀNUCO 2018”**

INTRODUCCIÓN

Las resinas restauradoras del color del diente son las restauraciones más preferidas debido a las mejoras en sus propiedades físicas, mecánicas y ópticas y la facilidad de manejo clínico¹. Recientemente, se han modificado o añadido diferentes rellenos y sistemas de monómeros a los materiales de restauración para el éxito clínico de las restauraciones. Las resinas restauradoras se modifican del pasado al presente a partir de composites macrrellenos, composites microcarnados, composites híbridos, composites microhíbridos y composites fluidos a composites y nanocomposites de relleno masivo recientes. Las mejoras están destinadas principalmente a reducir la contracción de la polimerización y aumentar la dureza, la resistencia a la compresión, la resistencia a la flexión y el módulo de flexión mediante la introducción de nuevas formulaciones de resina y concentración de relleno (1).

Las restauraciones directas se han empleado en gran medida para Restaurar dientes debido a su bajo costo y menor necesidad de eliminación de sustancia dental sana en comparación con indirecta restauraciones (2).

En estudios previos se han informado mejoras en el módulo de elasticidad más alto, mayor resistencia a la flexión, resistencia a la compresión, resistencia a la tracción diametral, dureza, tenacidad a la fractura y resistencia al desgaste de estas nuevas resinas compuestas (3).

Los nanocompuestos responden así mucho mejor a las tensiones funcionales de la masticación en comparación con las resinas convencionales⁴. Los materiales de restauración utilizados en áreas que soportan tensiones deben probarse en cuanto a propiedades físicas y mecánicas como alta resistencia, tenacidad a la fractura, dureza de la superficie, módulo de elasticidad optimizado, bajo desgaste, baja absorción y solubilidad de agua, baja contracción de polimerización, baja fatiga y degradación. , alta radiopacidad y propiedades ópticas, ya que siguen siendo la principal preocupación del éxito clínico de los materiales compuestos (4). Los compuestos nanohíbridos contienen la menor cantidad de matriz orgánica y un mayor porcentaje de rellenos y muestran una menor contracción de polimerización que los

compuestos de nanorrelleno⁴. Los materiales compuestos recientes disponibles tienen variaciones en composición y viscosidad y, por lo tanto, deben probarse para todos los parámetros.

La dureza se describe como resistencia a la indentación. La prueba de dureza evalúa el grado de polimerización de los compuestos de resina. La dureza y la profundidad de curado de estos materiales se pueden obtener utilizando la prueba de microdureza de Vickers y Knoop (5).

La prueba de nanoindentación es uno de los métodos utilizados para medir las propiedades mecánicas (dureza) de los materiales. El principio utiliza la misma técnica que la microindentación, pero con una sonda y cargas mucho más pequeñas para producir hendiduras de menos de cien nanómetros a unos pocos micrómetros de tamaño (6).

CAPITULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Las resinas compuestas fueron formuladas en un inicio para la restauración de dientes anteriores, pero la búsqueda incesante de la estética llevó a su empleo en la restauración de dientes posteriores; donde el material no ofrecía las propiedades necesarias para resistir los esfuerzos masticatorios (7); con el pasar del tiempo, se desarrolló las resinas fotoactivadas, con un tiempo de trabajo adecuado, una polimerización rápida y mayor estabilidad del color (8).

En la actualidad se ha desarrollado de forma acelerada la ciencia de los materiales dentales; específicamente en el campo de la operatoria dental, se encuentra en el mercado una gran variedad de resinas compuestas; las cuáles deben contar con una combinación de propiedades físicas y mecánicas para atender las necesidades del diente, de manera especial si la restauración será del sector posterior (9).

Tener en cuenta estas propiedades, son determinantes, pues se convierten en factores importantes para su indicación y empleo en las diferentes situaciones clínicas; tales propiedades son la resistencia a la abrasión, el módulo de elasticidad, resistencia a la fractura, a la flexión y a la compresión por consiguiente permite predecir la posible fractura de la resina en los márgenes de la restauración (10,11).

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.2.1. PROBLEMA GENERAL

¿Existen diferencias en el grado de resistencia a la compresión de las resinas compuestas filtek Z 350, Brilliant de coltene y Opallis de FGM en la ciudad de Huánuco 2016?

1.2.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS

- ¿Cuánto es la media de la resistencia compresiva de la resina compuesta filtek Z 350?
- ¿Cuánto es la media de la resistencia compresiva de la resina compuesta Brilliant de coltene?
- ¿Cuánto es la media de la resistencia compresiva de la resina compuesta Opallis?

1.3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1. OBJETIVO GENERAL

Comparar el grado de resistencia a la compresión de las resinas compuestas Filtek Z 350 de 3M, Brilliant de coltene y Opallis de FGM.

1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la media de la resistencia compresiva de la resina compuesta filtek Z 350.
- Determinar la media de la resistencia compresiva de la resina compuesta Brilliant de coltene.
- Determinar la media de la resistencia compresiva de la resina compuesta Opallis.

1.4. JUSTIFICACIÓN

1.4.1. JUSTIFICACIÓN TEÓRICA

Llegar a identificar a los materiales de restauración que contengan las propiedades ideales, siempre será parte del

proceso de investigación, pues nos permite la innovación continua en la labor clínica.

1.4.2. JUSTIFICACIÓN METODOLÓGICA

Los protocolos terapéuticos consideran en la actualidad materiales que presenten mejores propiedades, por ello, el conocimiento del grado de resistencia de las resinas compuestas es de vital importancia.

1.4.3. JUSTIFICACIÓN SOCIAL

El conocimiento y el empleo de materiales de última generación, ha propiciado mejores resultados y tratamientos más efectivos en nuestros pacientes.

1.5. VIABILIDAD O FACTIBILIDAD DEL ESTUDIO

1.5.1. TÉCNICO

El tema de investigación cuenta con el suficiente acceso de información primario en revistas online y libros, etc.

1.5.2. OPERATIVO

El presente trabajo es viable, pues la experimentación se realizará con materiales que no resultan ser muy costosos y de fácil acceso. El proceso de experimentación será realizado en un laboratorio especializado de la ciudad capital.

1.5.3. ECONÓMICA

La investigación fue financiada en su totalidad por el estudiante.

CAPITULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

2.1.1. ANTECEDENTES INTERNACIONALES

Esteves R, Boaro L, Gonçalves F, et al. Brasil, 2018. **Propiedades químicas y mecánicas de los compuestos dentales experimentales en función de la formulación y el tratamiento térmico posterior al curado.** **Objetivo:** evaluaron la influencia de la formulación y el tratamiento térmico en el grado de conversión, tenacidad a la fractura, resistencia a la flexión y módulo elástico de compuestos experimentales. **Metodología:** Se analizaron seis materiales compuestos a proporciones molares de BisGMA: TEGDMA de 1: 1 y 7: 3 con relleno al 30, 50 y 70% en peso. El grado de conversión se analizó mediante espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier, la tenacidad a la fractura se midió utilizando la viga con muescas de un solo borde y la resistencia a la flexión y el módulo elástico se midieron con la prueba de flexión de 3 puntos. Para todas las pruebas, la mitad de las muestras recibieron tratamiento térmico a 170 ° C durante 10 min. Los datos se analizaron mediante la prueba de Kruskal-Wallis o ANOVA / Tukey ($\alpha= 5\%$). **Resultados:** La relación 1: 1 de BisGMA: TEGDMA mostró propiedades más altas que la relación 7: 3. Aunque el material con un 70% de relleno tuvo una conversión menor que el que tenía un 50%, mostró propiedades mecánicas más altas. El tratamiento térmico mejoró todas las propiedades en todos los materiales. Por lo tanto, el uso de una relación equimolar de BisGMA: TEGDMA puede combinarse con un 70% en peso de relleno para diseñar compuestos dentales que posean propiedades físicas y químicas ventajosas incrementadas. **Conclusiones:** se ha demostrado que el método de tratamiento térmico sencillo y de bajo coste propuesto para su uso en

odontología clínica mejora de forma eficaz las propiedades de todos los materiales evaluados (12).

Korkut E, Torlak E, Altunsoy M. Turquía, 2016. Propiedades antimicrobianas y mecánicas del compuesto de resina dental que contiene vidrio bioactivo. **Objetivo** de este estudio fue evaluar la eficacia antimicrobiana y las propiedades mecánicas de los compuestos de resina dental que contienen diferentes cantidades de vidrio bioactivo microparticulado (BAG). **Métodos:** Se prepararon compuestos de resina experimentales mezclando matriz de resina (70% de BisGMA y 30% de TEGDMA) y relleno inorgánico con varias fracciones de BAG para lograr concentraciones finales de BAG de 5, 10 y 30% en peso. La eficacia antimicrobiana se evaluó en suspensión acuosa frente a *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* y *Streptococcus mutans* y en biopelícula frente a *S. mutans*. El efecto de la incorporación de BAG sobre las propiedades mecánicas del compuesto de resina se evaluó midiendo la rugosidad de la superficie, la resistencia a la compresión y la resistencia a la flexión. **Resultados:** En la condición de contacto dinámico, los recuentos viables de *E. coli*, *S. aureus* y *S. mutans* en suspensiones se redujeron hasta un 78%, 57% y 50%, respectivamente, después de 90 minutos de exposición a muestras compuestas en forma de disco. , dependiendo del contenido de la BOLSA. En el biofilm de *S. mutans* de 2 días de edad, la incorporación de BAG en el compuesto en proporciones del 10% y 30% dio como resultado reducciones de 0,8 y 1,4 log en los recuentos de células viables en comparación con el compuesto sin BAG, respectivamente. Los valores de rugosidad de la superficie de las muestras compuestas no mostraron ninguna diferencia significativa ($p > 0,05$) a ninguna concentración de BAG. Sin embargo, las resistencias a la compresión y a la flexión del material compuesto disminuyeron significativamente con la adición de BAG al 30% ($p < 0,05$). **Conclusiones:** Los resultados demostraron la utilización exitosa de

BAG como un biomaterial prometedor en compuestos de resina para proporcionar función antimicrobiana (13).

Lema CE en Venezuela en el 2015. Comparó la resistencia a la compresión de resinas compuestas nanoparticuladas fuera y dentro de la fecha de validez . El objetivo: comparar la resistencia a la compresión de las resinas compuestas de nanopartículas fuera y dentro de la fecha de validez. Se realizó un estudio in vitro, se utilizó la resina compuesta nanoparticulada (Filtek Z350) que esté fuera de la fecha de validez y dentro de la fecha de validez; se realizaron 10 cuerpos de prueba para cada grupo experimental de acuerdo a las normas ISSO 4049, para realizar los cilindros de prueba, con una cortadora de plasma en una plancha de acrílico transparente se perforaron tres orificios de 3mm de diámetro, 6mm de altura, se colocó una loseta de vidrio bajo la matriz como base y la resina compuesta fue colocada dentro de un orificio en dos incrementos, cada incremento fue fotoactivado por 20 segundos con una lámpara de luz halógena, posteriormente, se procedió a retirar los cilindros de la matriz por deslizamiento . Los datos obtenidos tras el test de compresión fueron analizados por medio de la prueba T student, encontrándose diferencias significativas en el rango de resistencia a la compresión. Concluyeron que las resinas nanoparticuladas fuera del tiempo de validez presentan menor resistencia a la compresión que las que se encuentran dentro del tiempo de validez (14).

Montenegro AC y cols en la India en 2010, en un análisis comparativo in vitro de la resistencia a la compresión de compuestos de resina de laboratorio y un sistema cerámico. India. Este estudio evaluó la resistencia a la compresión de dos resinas de laboratorio encontradas en el mercado, a saber, Artglass y Targis, considerando la cerámica Omega 900 de Vita como control. Con ayuda de matrices de acero inoxidable, con dimensiones internas de 8,0 mm de diámetro en la

base, 9,0 mm en la parte superior y 4,0 mm de altura, se hicieron 15 muestras de ensayo, siendo 5 de cada material a ensayar. Los especímenes de ensayo se mantuvieron en agua destilada durante 72 horas y se sometieron a una carga axial por la acción de un punto con una punta redondeada de 2 mm de diámetro adaptada a una máquina de ensayo universal EMIC 500. La velocidad de compresión era de 0,5 mm / min, con una capacidad de células de carga de 200 Kgf. Las medias de los resultados se calcularon en kilogramos de fuerza (Kgf). Los resultados encontrados fueron tratados mediante análisis de varianza (ANOVA) y las diferencias encontradas entre los grupos fueron identificadas por la prueba de Tukey (5%). Se observó que el material Omega 900 (R) ofrecía una resistencia significativamente mayor a la compresión que los otros dos materiales, que no presentaban diferencia estadísticamente significativa entre ellos (15).

Coelho-De-Souza FH y cols en Brasil en el 2008, estudio in vitro evaluando el efecto de la técnica, el uso de un bisel y el ciclo térmico sobre la resistencia a la fractura y la formación de huecos de restauraciones de resina composite MOD. La resistencia a la fractura se midió en cavidades MOD estándar preparadas en 100 premolares superiores que se almacenaron durante 24 horas y 6 meses con 1000 ciclos térmicos. Los subgrupos (n = 10) fueron: preparaciones biseladas o no biseladas y restauraciones directas (Adper Single Bond / Filtek Z250) y restauraciones indirectas (Filtek Z250 prepolimerizado cementado con Rely XARC). Diez dientes sanos y 10 especímenes con preparaciones MOD sin restauraciones sirvieron como controles positivo y negativo, respectivamente. Los especímenes se sometieron a compresión axial en una máquina de ensayo universal a una velocidad de cruceta de 0,5 mm / minuto. Los patrones de falla fueron analizados por estereomicroscopia (40x). Para evaluar la presencia o ausencia de gap, se prepararon cavidades de caja proximal en 24 terceros molares humanos que fueron restaurados como se ha descrito anteriormente. Los especímenes fueron evaluados bajo el examen

SEM después de 24 horas y seis meses. Los datos se analizaron estadísticamente mediante ANOVA y pruebas de comparación múltiple al nivel de significación de 0,05. Después de 24 horas, las restauraciones biseladas mostraron mayores valores de resistencia a la fractura que las restauraciones no biseladas, y todos los grupos mostraron resistencia similar o superior a los dientes sanos. Después de seis meses, se obtuvo la mayor resistencia a la fractura en incrustaciones biseladas y los valores más bajos para restauraciones directas con juntas a tope. El ciclo térmico disminuyó la resistencia a la fractura en la mayoría de los grupos. El patrón de fractura principal observado fue el fallo cohesivo en el material, pero los fallos adhesivos aumentaron con el tiempo, especialmente en las restauraciones no biseladas. Bajo el examen SEM, no se observó diferencia entre los grupos después de 24 horas. Sin embargo, después de seis meses, las restauraciones biseladas no mostraron formación de hueco. Se concluyó que el almacenamiento con ciclos térmicos disminuyó la resistencia a la fractura, los biseles mejoraron la resistencia a la fractura y, en general, las restauraciones indirectas no fueron superiores a las restauraciones directas (16).

2.1.2. ANTECEDENTES NACIONALES

Mezarina K en Perú -Lima en el 2016. Comparó in vitro la resistencia a la compresión de las resinas compuestas TeEconom Plus ® (microhíbrida), Tetric N- Ceram ® (nanohíbrida) y Tetric N- Ceram Bulk Fill® (nanohíbrida) . El estudio fue experimental in vitro, para el cual se confeccionó 39 cuerpos de prueba de resina compuesta mediante una matriz metálica de dimensiones de 6mm de alto y 4mm de diámetro y fueron agrupados en 3 grupos de 12 Muestras cada uno. Grupo 1: Te-Econom Plus ® -Ivoclar Vivadent, grupo 2: ® Tetric N- Ceram - Ivoclar Vivadent y grupo 3: Tetric N- Ceram Bulk Fill - Ivoclar Vivadent . En los grupos 1 y 2 se realizaron tres incrementos de 2mm con un tiempo de fotopolimerización de 20 segundos por incremento y en el grupo 3 se realizó el primer incremento de 4mm y el segundo de 2mm con un tiempo de fotopolimerizado de 10 segundos

por incremento . La resistencia a la compresión se realizó mediante el test de compresión con la máquina de ensayo universal Instron ®. Los resultados fueron analizados con las pruebas de t de Student para los grupos que presenten normalidad y U de Mann Whitney para aquellos que no presentaron esta distribución . Además, se compararon los tres grupos mediante la prueba de Kruskal Wallis, la resina de con mayor resistencia a la compresión fue la resina compuesta nanohíbrida Tetric N- Ceram® - Ivoclar Vivadent con una media de 371.82MPa . Se comparó in vitro la resistencia a la compresión de resinas compuestas Te-econom®, Tetric N- Ceram® Y Tetric N Ceram Bulk Fill® y se encontró una diferencia significativa de $p=0.0289$ (17).

Huayhua ED en Perú- Lima en el 2013. Realizó un estudio con el propósito de comparar la resistencia compresiva de resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas . El estudio es comparativo analítico y transversal. La muestra estuvo constituida por 15 cilindros de resina de cada tipo (1 de microhíbrida TPH SPECTRUM, 1 de resina microhíbrida Z250, 1 de resina nanohíbrida TPH y 1 de resina nanohíbrida Z250 XT) de 4 mm de diámetro por 8 mm de altura, siendo un total de 60 muestras, que luego fueron llevados a la maquina universal de ensayos marca AMSLER donde se les midió la resistencia compresiva . Los resultados se organizaron en tablas usando estadística descriptiva, hallando promedios, medianas, máximos y mínimos, además de las pruebas estadísticas T de Student y U de Mann-Whitney para comparar la resistencia compresiva entre los grupos de resina microhíbrida y entre los de resina nanohíbrida, todos con un nivel de confianza del 95% . Se concluyó que si existe diferencia significativa en la resistencia compresiva de la resina microhíbrida TPH SPECTRUM con la resina microhíbrida Z250 y con las nanohíbridas TPH y Z250 XT, la resistencia compresiva de la resina microhíbrida TPH SPECTRUM fue mayor que la microhíbrida Z250 y las nanohíbridas TPH y Z250 XT, mientras que los 3 últimos grupos antes mencionados presentaron resistencia compresiva similar” (18).

2.1.3. ANTECEDENTES LOCALES

No se han registrado estudio alguno.

2.2. BASE TEÓRICA

2.2.1. Resinas compuestas

2.2.1.1. Definición

Bowen, desarrolló la resina compuesta, utilizando como base las resinas acrílicas sin relleno (19,20). “Su principal innovación estuvo dada por la síntesis de una nueva molécula orgánica (20). “Debido al alto peso molecular del bis-GMA, la resina compuesta experimentaba menor contracción de polimerización y además expresaba mejores propiedades mecánicas y ópticas en comparación a las resinas acrílicas anteriores” (20).

2.2.1.2. Evolución de las resinas

La importante evolución de los composites para restauraciones dentales directas desde su introducción en el mercado ha permitido expandir sus indicaciones a restauraciones posteriores más grandes, que clásicamente solo se restauraban con amalgamas. La mayoría de los desarrollos se han centrado en los sistemas de llenado, lo que ha conducido a mejoras principalmente en las propiedades mecánicas y, en particular, en la resistencia al desgaste (20). Independientemente de estas mejoras, la vida media de una restauración compuesta es todavía de sólo 10 años (21). A principios de la década de 2000, se prestó mayor atención al desarrollo posterior de la matriz orgánica, que hasta la fecha se había basado exclusivamente en la química del metacrilato, más específicamente BisGMA (bisfenol A glicidil dimetacrilato), TEGDMA (triethylenglicol dimetacrilato), BisEMA (bisfenol etoxilado). -A dimetacrilato) y UDMA (dimetacrilato de uretano). Se comenzaron a desarrollar monómeros alternativos con el objetivo común de reducir la contracción y el estrés de la polimerización, ya que se enfatizaba la posible asociación entre el desarrollo de esfuerzos y la formación de espacios

en la interfaz unida (22). Los nuevos monómeros se basaron en restos polimerizables de apertura de anillo (siendo el único ejemplo comercial Filtek LS, basado en la química de silorano) o en moléculas de mayor peso molecular, con ambas estrategias demostrando éxito en la reducción del coeficiente de contracción molar y, en última instancia, el estrés de polimerización medido in vitro (23). Los estudios clínicos, sin embargo, no han logrado mostrar diferencias entre los materiales de “baja contracción / bajo estrés” y sus contrapartes convencionales en términos de supervivencia de la restauración e incidencia de deterioro secundario. Esto probablemente se deba a la naturaleza multifactorial del desarrollo de caries y a la sensibilidad general de la técnica del procedimiento restaurador (24). Más recientemente, el enfoque en el desarrollo de la resina se ha desplazado hacia la mejora de la resistencia general de la restauración a la degradación en el ambiente oral, incluida la hidrólisis real de los enlaces éster presentes en los metacrilatos por las enzimas salivales y bacterianas, así como la prevención de la formación de biopelículas en la superficie e interfaz de las restauraciones de composite (25). Además, se ha concentrado mucho esfuerzo en desarrollar materiales que sean más simples de usar en virtud de que requieren menos pasos de aplicación, tales como materiales compuestos de relleno masivo y autoadhesivos.

Una revisión de 2011 abordó la fase inorgánica del compuesto de resina (20). Específicamente en el ámbito de la matriz orgánica, otra revisión ha cubierto muchos aspectos de las estrategias de baja contracción / bajo estrés, que incluyen metacrilatos múltiples, metacrilatos ultrarrápidos, polimerizaciones de tiol-eno y rutas de polimerización alternativas, así como aspectos relacionados con inclusión de nanopartículas y tratamiento de superficie de relleno (26). La presente revisión se centra únicamente en la fase orgánica de los composites de restauración, incluidos nuevos sistemas de monómeros, aditivos poliméricos y otras modificaciones relacionadas con la resina. El texto enfatiza la literatura publicada en los últimos 10 años, indexada en Scopus y / o en la literatura de patentes. Se analizan desarrollos en materiales que involucran menos pasos de aplicación y materiales autoadhesivos, bioactivos y antibacterianos con ejemplos

comerciales. Finalmente, proporcionamos una perspectiva para el futuro de los compuestos basados en los esfuerzos de investigación en curso en las áreas de modificación de redes (es decir, mediante el uso de redes adaptables covalentes y el uso de nanopartículas prepolimerizadas y adaptables) y la producción de materiales más resistentes a la degradación. . Es evidente por la cantidad de actividad en los últimos 5 a 10 años que el tema de la mejora de los composites dentales, específicamente la matriz orgánica, sigue siendo relevante. El objetivo de los investigadores en esta área es producir un material compuesto con todas las ventajas estéticas de los materiales actuales, pero que dure al menos el doble que las formulaciones actuales, preservando así con mayor capacidad la estructura dental natural del paciente y evitando costosos retratamientos (26).

2.2.1.3. Resinas disponibles comercialmente

Uno de los principales inconvenientes de los compuestos de resina en comparación con otros materiales de colocación directa, como la amalgama, es la sensibilidad técnica del procedimiento de restauración. Esto significa que los resultados clínicos de los diferentes tipos de restauraciones dependen en gran medida del operador. Por ejemplo, la aplicación del adhesivo implica muchos pasos y existe una gran posibilidad de error del operador. Además, la técnica de estratificación incremental consume mucho tiempo e introduce variables adicionales al tratamiento. Con el objetivo de simplificar el procedimiento, se desarrollaron materiales de relleno masivo y autoadhesivos, y se publicaron los primeros ensayos clínicos (20).

Compuestos de relleno masivo

Los compuestos de resina de relleno a granel se han introducido en el mercado en viscosidades tanto fluidas como convencionales / esculpibles, con la premisa de una aplicación simplificada, sin dejar de garantizar una profundidad de curado adecuada. Esto se ha logrado para diferentes materiales comerciales a través de diferentes vías, que incluyen la optimización del sistema iniciador (fotoiniciadores novedosos o mayor

concentración de fotoiniciadores convencionales), modificaciones del sistema de relleno (rellenos más grandes o rellenos más translúcidos), o inclusión de diferentes químicas en la composición (27). Los materiales de relleno masivo fluidos generalmente tienen una carga de relleno más baja que los materiales esculpibles no fluidos y requieren que la capa oclusal se llene con una “tapa” de un material compuesto con más relleno que se espera que sea más fuerte y más resistente al desgaste bajo carga oclusal. Un ejemplo es el flujo SureFil SDR (Dentsply). Según el fabricante, este producto presenta, además del menor contenido de relleno, un novedoso monómero a base de UDMA con alto peso molecular (849 g / mol), que ayuda a reducir la contracción. La parte nueva del monómero, a la que el fabricante se refiere como "modulador de polimerización", consiste en grupos fotoactivos incrustados en la columna vertebral de una especie oligomérica (28).

La razón es que a medida que el material se expone a la luz, los grupos fotoactivos experimentan una fotoescisión, al mismo tiempo que rompen la cadena de oligómeros para acomodar el estrés y generar radicales, que pueden contribuir aún más a la conversión y reticulación general del material. De hecho, se ha demostrado que estos materiales reducen el estrés de polimerización sin reducir la velocidad de polimerización o el grado de conversión (29). En teoría, esto eliminaría la necesidad de un llenado incremental sobre la base de la reducción de la tensión.

“Otros materiales de relleno masivo no fluidos incluyen Tetric EvoCeram Bulk-Fill (Ivoclar Vivadent) y Filtek Bulk-Fill (3M-ESPE)” (30). Tetric EvoCeram utiliza un sistema fotoiniciador que contiene Ivocerin, un iniciador de luz basado en germanio, cuya mayor conversión de rendimiento cuántico lo hace más eficiente para promover la polimerización en profundidad a pesar de las longitudes de onda más cortas necesarias para su activación óptima (λ_{\max}) (30). Para este material, la contracción se reduce y la tensión se alivia aún más mediante la inclusión de partículas de relleno de resina prepolimerizadas. Los estudios han confirmado un bajo estrés de contracción y una profundidad de curado eficiente (31). En el caso de Filtek Bulk-Fill (3M-ESPE), entre otras características de composición, se incluye en la

formulación al menos 1 monómero capaz de sufrir una transferencia de cadena de fragmentación adicional (perfil técnico de 3M). Este mecanismo ha sido ampliamente descrito en la literatura para aplicaciones donde la acomodación de deformaciones y la reducción de tensiones son características deseables, como en la industria de recubrimientos de polímeros (32). El efecto principal de esta química es que hace que la red covalente sea capaz de adaptarse a la generación de tensiones a través de la rotura y la reformación de enlaces, sin pérdida neta de reticulación a través de un enlace disulfuro de alilo (33). Los resultados con materiales experimentales han demostrado al menos el mantenimiento de las propiedades mecánicas y hasta un 30% de reducción en el estrés de polimerización con moléculas modelo (33).

En general, se ha demostrado que la utilización de composites de resina bulk-fill en restauraciones posteriores reduce la deformación de las cúspides (34) y el estrés de polimerización (35), así como también aumenta la resistencia a la fractura (36) cuando se prueba in vitro. Sin embargo, los materiales de relleno masivo fluidos producen propiedades mecánicas más bajas en comparación con los compuestos nanohíbridos altamente rellenos y los materiales de relleno masivo de consistencia regular, lo que puede restringir su utilización bajo una carga oclusal alta (37). Estudios clínicos recientes indican que los materiales de relleno masivo fluidos y de consistencia regular presentan un desempeño clínico similar en comparación con los materiales convencionales (38).

Compuestos autoadhesivos y cementos de resina

Los composites de resina autoadhesivos, como Vertise Flow y Dyad Flow (Kerr Corporation), se han desarrollado con el objetivo de simplificar el procedimiento de restauración del composite al eliminar su paso más sensible a la técnica: la aplicación del adhesivo. Las resinas en estos composites contienen dimetacrilato de fosfato de glicerol, un monómero de dimetacrilato autograble capaz de reticularse y copolimerizarse con otros metacrilatos, así como el potencial de unión química con el contenido mineral del diente. También existe alguna evidencia de interbloqueo micromecánico

entre monómeros polimerizados y fibrillas de colágeno parcialmente desmineralizadas. Todos los materiales comerciales a base de resina autoadhesivos comercializados hasta la fecha son fluidos (es decir, materiales diseñados para mejorar la adaptación al sustrato en virtud de su baja viscosidad). Varios estudios publicados recientemente han demostrado, sin embargo, que los valores de fuerza de unión de los cementos autoadhesivos a base de resina y los composites fluidos restauradores no son tan altos como los obtenidos con adhesivos separados y restauradores de composite para la estructura del diente (39). Esto se ha atribuido al hecho de que la acidez de los monómeros en los materiales autoadhesivos no es lo suficientemente baja como para promover una extensa penetración de resina a través de superficies manchadas o en el esmalte aprismático, y al hecho de que la viscosidad que presentan los materiales fluidos es no lo suficientemente bajo para asegurar una buena adaptación a las paredes de la cavidad (40). Su fuerza de unión se mejora solo después de que se realizan los procedimientos tradicionales de grabado y enjuague con ácido fosfórico concentrado. En el caso de la unión de postes de fibra a conductos radiculares, que involucra dentina en diferentes profundidades y, por lo tanto, con diferentes estructuras, los cementos autoadhesivos presentaron resistencias de unión similares a los controles convencionales (40). En ese caso, la estructura de la dentina parece jugar un papel más importante que la composición del cemento. Además, existe evidencia de una alta absorción y solubilidad de agua, así como un aumento de la microfiltración de los cementos autoadhesivos (39), aunque la dureza y el módulo elástico parecen ser comparables a otros materiales (41).

Finalmente, aunque este no es el enfoque de esta revisión, es importante señalar que los compuestos inorgánicos solubles, como los silicatos de sodio y los polianiones biomiméticos, también pueden usarse para mediar la adhesión (42). Se ha demostrado que las resinas fluidas que contienen este tipo de compuestos estabilizan la capa híbrida a través de la deposición de cristalita de apatita en colágeno (42).

Materiales Bioactivos

En la última década, además de los materiales de alta resistencia y menor generación de estrés, los investigadores del mundo académico y la industria también se han centrado en el desarrollo de materiales con características bioactivas. El material de restauración ideal del futuro no solo podrá soportar cargas oclusales y desarrollar un bajo estrés de polimerización, sino que también será antiincrustante, antibacteriano y remineralizante, además de ser biocompatible. Se han centrado muchos esfuerzos en cada una de estas áreas, como se explorará en las siguientes secciones, ya que se relacionan con desarrollos en sistemas basados en resina.

Materiales antimicrobianos

Una de las principales razones del fracaso de la restauración compuesta es el desarrollo de caries secundarias, presumiblemente relacionado con la formación de biopelículas en y dentro de los espacios en los márgenes de la restauración (43). Por lo tanto, durante mucho tiempo se han buscado materiales antimicrobianos para matar las bacterias por contacto (efecto bactericida) o prevenir la adhesión bacteriana (efecto antiincrustante), y se han seguido muchas estrategias. Metacrilatos de amonio cuaternario (QAMS) están siendo ampliamente estudiadas y se han introducido en compuestos de resina ya que muestran efectos bactericidas y son capaces de reducir la adhesión bacteriana (44). Metacrilato de dimetilaminododecilo (DMAHDM), bromuro de bis (2-metacrilatoiloxietil) dimetilamonio (QADM), bromuro de 12-metacrilatoiloxidodec-ilpiridinio (MDPB), metacrilatoilcetilamonio, cloruro de metacrilatoilcetilamonio y algunos ejemplos de compuestos de polietilamonio de cuaternario (DMAE-CB). han sido estudiados. Sus efectos antibacterianos demostrados se obtienen sin comprometer las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad a corto plazo en compuestos altamente rellenos (45). El DMAHDM en particular parece ser capaz de inhibir la actividad metabólica y la producción de ácido láctico de las bacterias del biofilm y de reducir drásticamente el crecimiento del biofilm, ya que su carga positiva interactúa con la pared bacteriana cargada negativamente y la cadena lateral larga funciona como una lanceta para romper la pared. Estructura (46).

Algunos ejemplos de materiales comerciales que dependen de la tecnología de monómeros cargados incluyen un sistema adhesivo (Clearfil SE Protect, Kuraray Dental) que contiene MDPB (bromuro de 12-metacriloiloxidodecil piridinio) y resina compuesta Activa BioActive-Restorative (Pulpdent), que está formulado con un compuesto iónico- resina compuesta por monómeros di-tri multifuncionales en una red reticulada por poliácidos (perfil técnico de Activa). Un aspecto que no se puede ignorar, a pesar de la evidencia clara y alentadora que respalda el uso de materiales antimicrobianos, es el hecho de que para que cualquier agente sea efectivo a largo plazo, también debe haber una actividad sustancial y prolongada en la superficie. como en la mayor parte de la capa de biopelícula (47). Dado que el mecanismo de acción de los QAM implica necesariamente el contacto con la superficie de la célula bacteriana, se puede especular que los efectos informados en la mayor parte de la biopelícula se deben a la lixiviación de monómeros sin reaccionar o degradados en la biopelícula. Si ese es el caso, se plantean problemas de toxicidad.

Un punto importante que se relaciona con la formación de biopelículas es que una vez que se forma la película adquirida en la superficie del diente o del material, los mecanismos de muerte por contacto descritos hasta ahora se ven obstaculizados y se facilita la adhesión bacteriana (48). Los microbios orales interactúan con superficies recubiertas con una película rica en glicoproteínas, a la que los primeros colonizadores se unen y luego se adhieren con otras especies (49). El crecimiento y desarrollo de las biopelículas están regulados por las características de las superficies bucales, incluidas la energía, la carga, la composición química, las propiedades mecánicas y el carácter hidrofílico (49). Las superficies con carga negativa, las superficies altamente hidrófobas o hidrófilas y la rugosidad de la superficie a nanoescala se han investigado como un medio para reducir la unión bacteriana. Dado que las células bacterianas están cargadas negativamente, una superficie normalmente cargada negativamente repelería las bacterias y limitaría la adhesión. Sin embargo, algunas bacterias son notablemente ingeniosas y también pueden adaptarse para adherirse mejor a superficies cargadas negativamente (50). Por esta razón, es ventajoso combinar

materiales antibacterianos y antiincrustantes, siendo un ejemplo la 2-metacrilooxietilfosforilcolina, MPC (48). Los polímeros antiincrustantes son tensioactivos y previenen la unión bacteriana al interrumpir la adsorción de proteínas de la película adquirida. La combinación de MPC con QAM ha demostrado un efecto sinérgico en la inhibición de la formación de biopelículas, sin afectar las propiedades mecánicas de los materiales (48).

Materiales remineralizantes

La razón fundamental para el desarrollo de materiales dentales remineralizantes es reponer el contenido mineral perdido de la enfermedad temprana para prevenir la cavitación de la lesión (48). Las nanopartículas de fluoruro de calcio ($n\text{CaF}_2$), fosfato de calcio amorfo (nACP) y nanohidroxiapatita (nHA) y nanofluorohidroxiapatita (nFHA) se han estudiado ampliamente como agentes remineralizantes, y los estudios se centran principalmente en la reparación de defectos relativamente pequeños (51). Las características de las nanopartículas, como la carga superficial, el grado de hidrofobicidad, la relación entre el área de la superficie y la masa de la biopelícula y la capacidad de adsorberse o recogerse en la superficie de la biopelícula, pueden adaptarse (52). Es importante destacar que se ha demostrado que la incorporación de monómeros ácidos, como PMGDM (dimetacrilato de glicerol piromelítico), en una resina BisEMA afecta positivamente el potencial de recarga / liberación de iones de calcio y fosfato de la restauración para inhibir la caries (48). Además, se ha demostrado una mejora en el efecto de remineralización proporcionado por el fosfato de calcio (nACP) cuando se usa en combinación con poli (amida amina) (PAMAM). Se ha demostrado que PAMAM es una excelente plantilla de nucleación mineral y, cuando se combina con nACP, no solo se favorece la remineralización, sino que la desmineralización también se ve obstaculizada por la neutralización de los ácidos de la biopelícula por nACP (53).

Por último, los intentos de combinar QAM con partículas minerales ACP también han demostrado ser muy prometedores in vitro e in vivo, ya que parece haber un efecto sinérgico entre los agentes antibacterianos y remineralizantes para prevenir el inicio y la progresión de la caries (43).

2.2.1.4. Propiedades Mecánicas

Resistencia Máxima y Resistencia a la Ruptura.

No siempre el límite de ruptura se correlaciona con la resistencia máxima a la fractura, aun cuando ello, casi siempre, sucede en los metales (54).

El límite de ruptura (LR) o fractura, por lo general y, pueden tolerar antes de romperse y que es coincidente, en los metales, con la resistencia máxima a la ruptura (55).

En cambio, en otros materiales, como los orgánicos, el límite de ruptura y su resistencia máxima a la ruptura no lo son.

Resistencia a la Compresión

“Dado que la masticación se debe, fundamentalmente, a cargas compresivas, resulta indispensable estudio de los materiales frágiles que no soportan cargas tradicionales, como tampoco cargas de corte” (56).

2.2.1.4. Clasificación de las resinas compuestas.

- a. **Resinas compuestas tradicionales o de macrorelleno:** fueron usualmente formuladas con cuarzo. fluctuaba entre 10-20um su media, pero llegaba a presentar partículas de hasta 100um. Este material fue uno de los que primero apareció en el mercado, tenía una muy baja resistencia al desgaste y pobres propiedades estéticas dada su gran rugosidad superficial y difícil pulido por lo que tendían a pigmentarse (57).
- b. **Resinas compuestas microrrelleno:** Se incorporaron al mercado con el objetivo de solucionar los problemas estéticos de las resinas de macrorelleno. Sus partículas de relleno corresponden a sílice coloidal con un 50% de carga en peso. Presentaban un tamaño de partícula promedio de 0,04 um con un rango que va desde 0,01 – 0,05 um (57).

- c. **Resinas compuestas híbridas:** “Estas resinas se incorporaron al mercado con el fin de fusionar las propiedades físicas y mecánicas de las partículas de macrorelleno” (51).
“Tienen una media (15 – 20 μm y 0,01–0,05 μm) de las partículas” (57).
- d. **Resinas compuestas microhíbridas:** “Corresponden a una evolución de las anteriores y se diseñaron con la finalidad de incrementar aún más las fortaleza estéticas del material, y también conservar las propiedades mecánicas” (58). “Presentan partículas de relleno de un promedio de tamaño menor a un 1 μm con un rango de 0,4-0,9 μm ” (58).
- e. **Resinas compuestas de nanorrelleno:** contienen como relleno inorgánico partículas esferoidales de nanorrelleno de Estroncio vítreo de un tamaño promedio entre 5nm y 100nm (59). .
- f. **Resinas compuestas nanohíbridas:** esta conformadas por nanopartículas de circonio/sílice o nanosílice en un promedio entre 5nm y 100nm aproximadamente de su tamaño de las partículas. Además, se les agrega partículas de mayor tamaño (0,6 μm a 1 μm) para darle mejores propiedades al material tales como: reducida contracción de polimerización, gran resistencia mecánica, comportamiento óptico adecuado, buena capacidad de pulido y una estética mejorada (60).

2.2.1.5 Resinas a estudiar

RESINA FILTEK 350 DE 3M

La Resina Universal Filtek™ Z350 XT de 3M ESPE es un resina activada por luz visible diseñada para ser utilizada en restauraciones anteriores y posteriores. Un adhesivo dental, tal como aquellos fabricados por

3M ESPE, es usado para unir de manera permanente la restauración con la estructura dental (61).

Indicaciones de uso:

La resina Filtek™ Z350 XT está indicada para los siguientes usos:

- Restauraciones directas anteriores y posteriores (incluyendo las superficies oclusales)
- Fabricación de núcleos
- Ferulización
- Restauraciones indirectas (incluyendo inlays, onlays y carillas) (55).

Composición:

Levemente modificado frente a la resina universal original Filtek Z250 y de la resina universal Filtek Supreme. La resina contiene bis-GMA, UDMA, TEGDMA y bis-EMA. Para controlar la contracción una porción de TEGDMA fue remplazada por una porción de PEGDMA en el material restaurador Filtek™ Supreme XT (61).

Los materiales de relleno son una combinación de relleno de sílice no aglomerado/no agregado de 20 nm, de relleno de zirconio no aglomerado/no agregado de 4 a 11 nm, y un relleno clúster agregado de zirconio/sílice (partículas de sílice de 20nm y de zirconio de 4 a 11 nm) (61).

Resistencia Compresiva y a la Tensión Diametral.

La resistencia a la compresión de la resina Filtek™ Z350 XT (colores DEB) es comparable a la de los colores T y a la resina universal Filtek™ Supreme XT. La resina Filtek™ Z350 XT tenía una resistencia estadísticamente significativa más alta que la de Gradia Direct X (61).

BRILLANT NG DE COLTENE

“Es un composite que está destinada hacia la simplificación de la técnica de aplicación, para mejorar los efectos estéticos. Su relleno de partículas prepolimerizadas adicionadas a alto contenido de partículas Nanométricas” (62).

Características:

- Partículas Pre-polimerizadas
- Fácil de modelar, consistencia no pegajosa
- Reducción de la contracción a la polimerización
- Fácil y rápido pulido
- Simpleza en la selección del color
- No sensible a la luz operatoria

Propiedades:

- Fluorescencia natural
- Los tonos de Dentina y Esmalte proveen propiedades fluorescentes diferenciales basadas en la fluorescencia natural de los tejidos
- Excelentes propiedades de manejo
- Con la inclusión de nano-partículas y partículas pre-polimerizadas, una óptima distribución de tamaño de partículas es alcanzada

2.3. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS**Resistencia a la compresión.**

Es la capacidad de los materiales para soportar una fuerza de compresión uniaxial previa a la fractura, en la cual se mide la relación de la fuerza máxima de compresión que puede ser recibida por el material con el área de sección transversal inicial (63).

Resina compuesta

“Son materiales a base las resinas acrílicas sin relleno. Su principal innovación estuvo dada por la síntesis de una nueva molécula orgánica, el Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato que denominó bis-GMA y la incorporación de partículas de relleno inorgánico” (64).

2.4. FORMULACIÓN DE HIPÓTESIS

Hi:

Existen diferencias significativas en el grado de resistencia a la compresión entre las resinas filtek Z350 de 3M, Brilliant de coltene y opallis de FGM.

Ho:

No existen diferencias significativas en el grado de resistencia a la compresión entre las resinas filtek Z350 de 3M, Brilliant de coltene y opallis de FGM

2.5. VARIABLES

2.5.1. VARIABLE DEPENDIENTE

Grado de resistencia a la compresión

2.5.2. VARIABLE INDEPENDIENTE

Resinas compuestas:

Filtek Z 350 de 3M

Brilliant de Coltene

Opallis de FGM

.

2.6. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE	DIMENSIÓN	INDICADOR	TÉCNICA	INSTRUMENTO	ESCALA DE MEDICIÓN
VARIABLE DEPENDIENTE Grado de Compresión	Intervalo de fuerza	Unidades megapascuales	Observación Directa	Ficha de análisis de ensayo	Ordinal
VARIABLE INDEPENDIENTE Resinas compuestas	Composición	Filtek Z 350 de 3M	Observación Directa	Ficha de análisis de ensayo	Nominal
		Brillant de Coltene			
		Opallis de FGM			

CAPITULO III

MARCO METODOLOGICO

3.1. TIPO, NIVEL Y MÉTODO DE INVESTIGACIÓN

Tipo

El estudio fue de tipo básico, prospectivo y transversal.

Nivel

El nivel de investigación corresponde al explicativo

Enfoque

Enfoque cuantitativo

MÉTODO DE INVESTIGACIÓN.

Se empleó el método experimental, pues se manipuló las resinas compuestas, solo se registraron y describieron los resultados tal igual como se presente post aplicación de las pruebas de compresión.

3.2. DISEÑO Y ESQUEMA DE LA INVESTIGACIÓN

G1 → Ox

G2 → Oy

G3 → Oz

Donde:

G1 : Grupo Filtek Z 350 de 3M

G2 : Grupo Brilliant de Coltene

G2 : Grupo Opallis .

Ox : Observación G1.

Oy : Observación G2.

Oz : Observación G3.

3.3. POBLACIÓN Y MUESTRA

POBLACIÓN MUESTRAL.

Las unidades de experimentación fueron 30 cilindros de experimentación, que correspondía a los tres tipos de resinas compuestas en comparación, estas son Filtek Z 350 de 3M, Brilliant de Coltene y Opallis de FGM.

3.4. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE RECOJO, VALIDACIÓN DE INSTRUMENTOS

Observación directa.

La técnica se dio a partir de un registro visual directo; se observa y se registra los resultados que brinden las pruebas de ensayo axial de resistencia a la compresión de las resinas compuestas filtek Z350 de 3M, brilliant de Coltene y opallis de FGM.

INSTRUMENTOS:

Ficha de registro de ensayo.

En este instrumento registraremos todas las condiciones que se observarán en el estudio, al momento que sean sometidos los bloques de experimentación a los equipos de prueba de las fuerzas de resistencia a la compresión.

3.5. PLAN DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Se elaboró cilindros de los tres tipos de resinas, esperando que cada de ellos, presenten diámetro y área similar, condiciones que nos permitan las pruebas de resistencia a la compresión en similares condiciones.

Para las pruebas se empleó maquina digital de ensayos universales CMT – 5L de marca LG, además de un vernier digital de 200mm de marca mitutoyo; se procedió a aplicar fuerzas de compresión axial para finalmente, registrarse los valores para cada unidad de análisis

3.6. PLAN DE TABULACIÓN Y ANÁLISIS

Se empleó la técnica mecánica para procesar los datos, elaborándose tablas de porcentajes y frecuencias.

La tabulación se realizó en el programa Excel todos codificados de acuerdo a los grupos de estudio y luego fueron exportadas al programa estadístico para su respectivo análisis.

Se empleó el programa estadístico Spss statistics versión 23, en él se confeccionó las distribuciones de frecuencias con sus respectivas gráficas.

CAPITULO IV

RESULTADOS

El estudio de investigación se desarrolló empleando 30 cilindros de resinas compuestas, 10 de filtek 350 de 3M, 10 de brilliant de Coltene y 10 de opallis de FGM, los cuales fueron sometidos a compresión a través de una maquina digital de ensayos universales CMT – 5L de marca LG.

En el procesamiento de los datos, se realizó la comparación del diámetro y del área de los cilindros, de tal manera, que puedan presentar condiciones para comparar la resistencia a la compresión axial.

Cuadro 1 DIÁMETRO DE LOS CILINDROS DE RESINA

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	Mínimo	Máximo
Filtek 350	10	3,0890	,01197	,00379	3,07	3,11
Brilliant	10	3,0990	,01287	,00407	3,08	3,12
Opallis	10	3,0860	,01647	,00521	3,06	3,11
Total	30	3,0913	,01456	,00266	3,06	3,12

FUENTE: Informe de ensayo N° IE-0028-2019

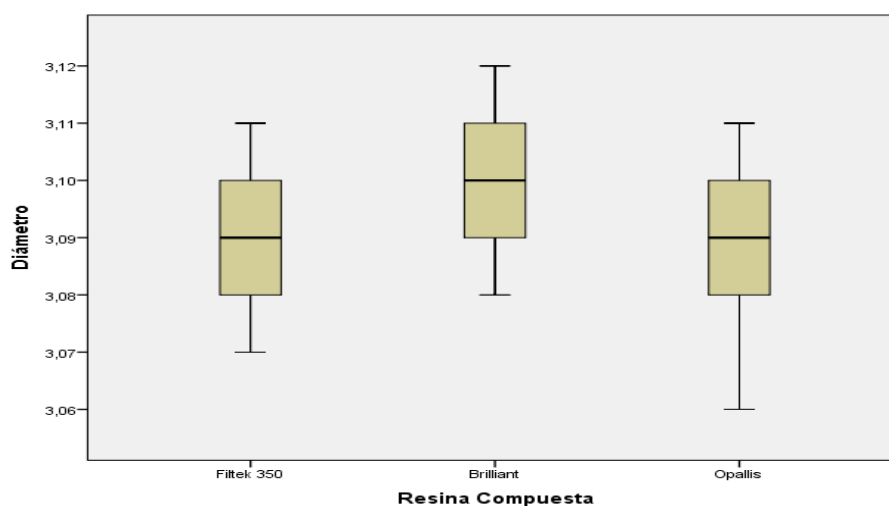


Gráfico 1 Diámetro de los cilindros de resina

INTERPRETACIÓN Y COMENTARIO:

En el cuadro y Gráfico 1 se observa:

El diámetro de los cilindros presenta los siguientes datos:

La resina filtek 350 presenta media de 3,0890, desviación estándar de 0,1197, error estándar de 0,00379, el dato mínimo de 3,07 y dato máximo 3,11.

En caso de la resina brilliant, se observa una media de 3,0990, desviación estándar de 0,01287, error estándar 0,00407, el dato mínimo de 3,08 y finalmente el dato máximo 3,12.

Finalmente, observamos una media de 3,0860, desviación estándar de 0,01647, error estándar de 0,00521, dato mínimo de 3,06 y finalmente el dato máximo 3,11, para la resina opallis de FGM.

Cuadro 2 COMPARACIÓN DEL DIAMETRO DE LOS CILINDROS

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	,001	2	,000	2,397	,110
Dentro de grupos	,005	27	,000		
Total	,006	29			

Prueba ANOVA:

P valor (0,110) > 0.05  Se acepta la Hipótesis nula.

En el cuadro 2 se observa que no existe diferencia estadísticamente significativa entre las medias de las variables de estudio; es decir, los cilindros presentan similitud de condiciones en el diámetro para realizar comparación de resistencia a la compresión.

Cuadro 3 ÁREA DE LOS CILINDROS DE RESINA

N	Media	Mínimo	Máximo
---	-------	--------	--------

			Desviación estándar	Error estándar		
Filtek 350	10	7,6160	,11404	,03606	7,45	7,84
Brilliant	10	7,6320	,11380	,03599	7,50	7,84
Opallis	10	7,6170	,10166	,03215	7,50	7,82
Total	30	7,6217	,10639	,01942	7,45	7,84

FUENTE: Informe de ensayo N° IE-0028-2019

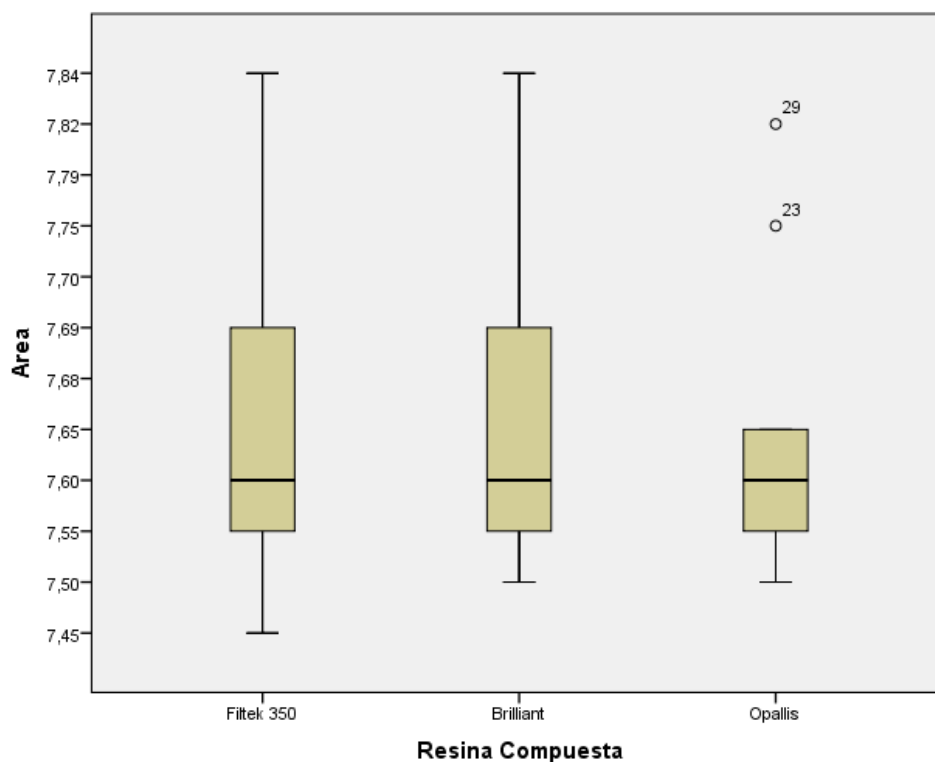


Gráfico 2 Área de los cilindros de resina

INTERPRETACIÓN Y COMENTARIO:

En el Cuadro 3 y Gráfico 2 se observa los cilindros de experimentación, pudiéndose mencionar lo siguiente:

Para la resina filtek 350, se observa una media de 7,6160, desviación estándar de 0,11404, error estándar de 0,03606, el dato mínimo de 7,45 y finalmente el dato máximo 7,84.


En caso de la resina brilliant, se observa una media de 7,6320, desviación estándar de 0,11380, error estándar de 0,03599, el dato mínimo de 7,5 y finalmente el dato máximo 7,84.

Finalmente, para la resina opallis, observamos una media de 7,6170, desviación estándar de 0,10166, error estándar de 0,03215, el dato mínimo de 7,5 y finalmente el dato máximo 7,82.

Cuadro 4 COMPARACIÓN DEL ÁREA DE LOS CILINDROS

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	,002	2	,001	,066	,936
Dentro de grupos	,327	27	,012		
Total	,328	29			

Prueba ANOVA:

P valor (0,936) > 0.05  Se acepta la Hipótesis nula.

En el cuadro 4 se observa:

No existe diferencia estadísticamente significativa entre las medias de las variables de estudio; es decir, los cilindros presentan similitud de condiciones en el área para realizar comparación de resistencia a la compresión.

Cuadro 5 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	Mínimo	Máximo
Filtek 350	10	126,3630	20,42143	6,45782	102,25	156,33
Brilliant	10	97,7930	10,15335	3,21077	83,22	116,21
Opallis	10	117,6020	20,37761	6,44397	92,93	150,38
Total	30	113,9193	20,92928	3,82115	83,22	156,33

FUENTE: Informe de ensayo N° IE-0028-2019

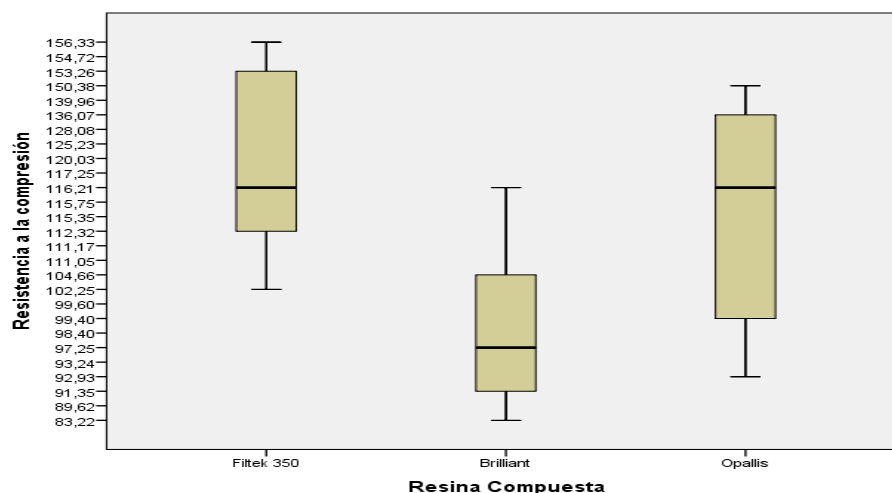


Gráfico 3 Comparación de resistencia a la compresión

INTERPRETACIÓN Y COMENTARIO:

En cuanto a los datos en el Cuadro 5 y Gráfico 3, sobre la resistencia a la compresión, observamos lo siguiente:

La resina filtek 350 muestra media de 126,36, desviación estándar de 20,421, error típico de 6,45, el dato mínimo de 102,25 y finalmente el dato máximo 156,33.

La resina brilliant, presenta media de 97,79, desviación estándar de 10,153, error típico de 3,21, el dato mínimo de 83,22 y finalmente el dato máximo 116,21.

Además, se observa una media de 117,60, desviación estándar de 20,37, error típico de 6,443, el dato mínimo de 92,93 y finalmente el dato máximo 150,38 para la resina compuesta opallis de FGM.


Cuadro 6 COMPARACIÓN DE LA COMPRESIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

	gl	F	Sig.
Entre grupos	2	6,871	,004
Dentro de grupos	27		
Total	29		

Comparaciones múltiples

(I) Resina Compuesta	(J) Resina Compuesta	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.
Filtek 350	Brilliant	28,57000 [*]	7,89672	,003
	Opallis	8,76100	7,89672	,517
Brilliant	Filtek 350	-28,57000 [*]	7,89672	,003
	Opallis	-19,80900 [*]	7,89672	,047
Opallis	Filtek 350	-8,76100	7,89672	,517
	Brilliant	19,80900 [*]	7,89672	,047

Prueba ANOVA:

P valor (0,004) > 0.05  Se acepta la Hipótesis nula.

En el cuadro 6; Existe diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los grupos de estudio; es decir, la resistencia a la compresión de los tres grupos de resinas compuestas difiere significativamente.

De los grupos de estudio, las medias de resistencia a la compresión de las resinas filtek y opallis no difieren significativamente, mientras, que la resina brilliant presenta menor promedio a los ensayos de resistencia a la compresión axial en comparación a las resinas filtek y opallis.

CAPITULO V

DISCUSIÓN

- El estudio de investigación realizado con el propósito de comparar la resistencia a la compresión de cilindros de tres resinas compuestas, la filtek 350 de 3M, brilliant de Coltene y opallis de FGM. Se compara con el **Lema CE⁶ en Venezuela en el 2015**. Comparó la resistencia a la compresión de resinas compuestas nanoparticuladas fuera y dentro de la fecha de validez .

Los datos obtenidos tras el test de compresión fueron comparados con la prueba T student, encontrándose diferencias significativas en el rango de resistencia a la compresión. Concluyeron que las resinas nanoparticuladas fuera del tiempo de validez presentan menor resistencia a la compresión que las que se encuentran dentro del tiempo de validez .

- En nuestra investigación observamos que no existe diferencia estadísticamente significativa entre las medias de las variables de estudio, es decir que los cilindros presentan similitud de condiciones en el diámetro para realizar comparación de resistencia a la compresión como lo hace en su investigación **Botto, et al, en Chile en 2014**. demostraron que Sonicfill® posee mejor resistencia compresiva y dureza superficial que Herculite® Precis, con diferencias estadísticamente significativas
- **Baldión Elorza y cols⁹, en 2010**. “concluyeron que mientras mayor sea el porcentaje de relleno inorgánico presentará mayor dureza.

En comparación con nuestra investigación De los grupos de estudio, las medias de resistencia a la compresión de las resinas filtek y opallis no difieren significativamente, mientras, que la resina brilliant presenta menor promedio a los ensayos de resistencia a la compresión axial en comparación a las resinas filtek y opallis.

- De igual manera con la **Huayhua ED en Perú- Lima en el 2013.**
"Realizó un estudio con el propósito de comparar la resistencia compresiva de resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas .

CONCLUSIONES

1. Los diámetros de los cilindros de las resinas en comparación presentan medias que no difieren significativamente.
2. Las áreas de los cilindros de las resinas en comparación presentan medias que no difieren significativamente.
3. La resina filtek de 3M presenta mayor media de resistencia a la compresión (126,36), en comparación a las resinas brilliant (97,79) y opallis (117,60).
4. La resistencia a la compresión no difiere significativamente entre las resinas filtek 350 y opallis de FGM. ($p = 0,517$)
5. La resina compuesta brilliant presenta menor capacidad de resistencia a la compresión en comparación a las resinas filtek 350 y opallis. ($p < 0,05$)

SUGERENCIAS O RECOMENDACIONES

A la Universidad de Huánuco

Incentivar a los alumnos para que sigan haciendo investigaciones que se puedan aplicar para mejorar el nivel académico

A los Docentes

Apoyar a los alumnos para que las investigaciones que realicen sirvan para nuevas investigaciones para un futuro mejor

A los Estudiantes

Tener conocimientos para poder tomar investigaciones relevantes para seguir con investigaciones de los temas tratados para ir mejorando las expectativas del futuro ya que con esta investigación podemos escoger que resinas tienen más resistencia por lo tanto va a durar más en boca que otras resinas

BIBLIOGRAFÍA

1. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Caracterización de nanocargas en comparación con composites universales y microrrellenos. Dent Mater. 2007; 23 : 51–9.
2. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. Dent Mater 2012; 28: 87-101.
3. George R. Nanocomposites - Una revisión. J Dent Oral Biosc. 2011; 2 : 38–40.
4. Chen MH, Chen CR, Hsu SH, Sun SP, Su WF. Nanocompuesto curable por luz de baja contracción para material de restauración dental. Dent Mater. 2006; 22 : 138–45.
5. Anusavice KJ. 12a ed. WB Saunders, Filadelfia: ciencia Phillips de los materiales dentales; Propiedades mecánicas de materiales dentales; pags. 63.
6. Hu H, Oneyebueke L, Abatan A. Caracterización y modelado de propiedades mecánicas de nanocomposites: revisión y evaluación. J Miner Mater Charact Ing. 2010; 9 : 275–319.
7. Cartagena Solorzano BA. Factores que intervienen en la pigmentación de una restauración con resina y como evitarlo. Universidad de Guayaquil. Ecuador. Facultad de Odontología; Junio 2013.
8. González Pacheco J. técnicas para realizar restauraciones de cuarta clase directas con resinas compuestas. Universidad de Guayaquil. Ecuador. Facultad de Odontología; Junio 2012.
9. Guy willems, Baratieri LN, Estética. Restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores fracturados. 2da edición. Sao Paulo, Brasil: Librería Santos Editora. Ltda. AMOLCA; 2004.
10. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Kickel R. Propiedades mecánicas y comportamiento de desgaste de resinas compuestas fotopolimerizables. “Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins”. Dent Mater 2000; 16: 33-40.

11. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico- mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass ionomer and resin composite restorative materials. J Dent Res 1997; 76: 883-94.
12. Esteves RA, Boaro LCC, Gonçalves F, Campos LMP, Silva CM, Rodrigues-Filho LE. Chemical and Mechanical Properties of Experimental Dental Composites as a Function of Formulation and Postcuring Thermal Treatment. Biomed Res Int. 2018;9(8):454-57.
13. Korkut E, Torlak E, Altunsoy M. Antimicrobial and mechanical properties of dental resin composite containing bioactive glass. J Appl Biomater Funct Mater. 2016 Jul 26;14(3):e296-301.
14. Lema Murillo, CE. Comparación de la resistencia a la compresión de resinas compuestas nanoparticuladas fuera y dentro de la fecha de validez. Universidad de las Américas. Facultad de Odontología. 2015.
15. Montenegro AC, Do Couto CF, Ventura PR, Gouvea CV, Machado AN. Análisis comparativo in vitro de la resistencia a la compresión de compuestos de resina de laboratorio y un sistema cerámico. Indian Dent Res. 2010. Ene-Mar; 21 (1): 68-71.
16. Coelho-De-Souza FH, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. Resistencia a la fractura y formación de huecos de restauraciones MOD: influencia de la técnica restaurativa, preparación del bisel y almacenamiento de agua. Oper Dent. 2008 Ene-Feb; 33 (1): 37-43.
17. Mezarina Kanashiro FN. Comparación *In Vitro* de la resistencia a la compresión de las resinas compuestas Te-Econom Plus®, Tetric Nceram® y Tetric N-Ceram Bulk Fill. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas (UPC). Lima. Perú. 2016 Disponible en: <http://hdl.handle.net/10757/620703>
18. Huayhua Revolledo ED. Estudio comparativo in vitro de la resistencia compresiva de resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas. Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Facultad de odontología. 2013. Disponible en: http://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/cybertesis/3073/1/huayhua_re.pdf.

19. Nalcaci A, Salbas M, Ulusoy N. The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. *J Adhes Dent.* (2005); 7: 309-14.
20. Ferracane JL. 2011. Compuesto de resina: estado de la técnica . *Dent Mater* . 27(1): 29–38.
21. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. 2012. Longevidad de las restauraciones posteriores con composite: no solo es cuestión de materiales . *Dent Mater* . 28 (1): 87–101.
22. Feng L, Suh BI, Shortall AC. 2010. Formación de huecos en la interfase relleno-resina inducida por tensión de contracción de polimerización: huecos en la interfase . *Dent Mater* . 26 (8): 719–729.
23. Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. 2010. Estrés de polimerización, encogimiento y módulo elástico de los composites restauradores actuales de bajo encogimiento . *Dent Mater* . 26 (12): 1144-1150
24. Magno MB, Nascimento GCR, da Rocha YSP, d'Paula Gonçalves Ribeiro B, Loretto SC, Maia LC. 2016. Las restauraciones de resina compuesta a base de Silorane no son mejores que los compuestos convencionales: un metanálisis de estudios clínicos . *J Adhes Dent* . 18 (5): 375–386.
25. Wu J, Weir MD, Melo MA, Xu HH. 2015. Desarrollo de un nuevo composite dental autocurativo y antibacteriano que contiene nanopartículas de fosfato de calcio . *J Dent* . 43 (3): 317–326.
26. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. 2011. Avances y desarrollos recientes en materiales restauradores dentales compuestos . *J Dent Res* . 90 (4): 402–416.
27. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. 2017. Características de curado de composites de relleno a granel fluidos y esculpibles . *Clin Oral Investig* . 21 (4): 1201-1212.
28. Xiaoming J, Louis B, Qizhou D, O'Connor MT, Hammesfahr PD, Koltisko B. Inventors. 2015. DENTSPLY INTERNATIONAL INC., Cesionario . Composición dental fluida de bajo estrés . Patente de

Estados Unidos. [consultado el 21 de junio de 2017]. <http://europepmc.org/patents/PAT/US2011315928>

29. Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. 2015. Contracción de polimerización, módulo y tensión de contracción relacionados con la desunión interfacial de restauración de dientes en composites de relleno a granel . *J Dent* . 43 (4): 430–439.
30. Moszner N, Fischer Reino Unido, Angermann J, Rheinberger V. 2006. Bis- (acrilamida) s como nuevos reticulantes para restauradores compuestos a base de resina . *Dent Mater* . 22 (12): 1157-1162.
31. Jang JH, Park SH, Hwang IN. 2015. Contracción por polimerización y profundidad de curado de compuestos de resina de relleno a granel y resina fluida altamente llena . *Oper Dent* . 40 (2): 172–180.
32. Kloxin CJ, Scott TF, Adzima BJ, Bowman CN. 2010. Redes adaptables covalentes (CANs): un paradigma único en polímeros reticulados . *Macromoléculas* . 43 (6): 2643–2653.
33. Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. 2012. Nuevos materiales de restauración dental que tienen bajo estrés de contracción de polimerización a través de la relajación del estrés por transferencia de cadena de adición-fragmentación . *Dent Mater* . 28 (11): 1113-1119.
34. Rosatto CM, Bicalho AA, Verissimo C, Braganca GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. 2015. Propiedades mecánicas, tensión de contracción, deformación cuspide y resistencia a la fractura de molares restaurados con composites de relleno masivo y técnica de relleno efecto del tratamiento superficial . *Microsc Res Tech* . 79 (5): 403–07.
35. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, Ambrosano G, Giannini M. 2015. Conversión de monómeros, microdureza, adaptación marginal interna y tensión de contracción de compuestos de resina de relleno masivo . *Dent Mater* . 31 (12): 1542-1551.
36. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. 2014. Características físico-mecánicas de compuestos de relleno masivo disponibles comercialmente . *J Dent* . 42 (8): 993–1000.

37. Tomaszewska IM, Kearns JO, Ilie N, Fleming GJP. 2015. Restauradores de relleno a granel: tapar o no tapar, ¿esa es la pregunta? *J Dent* . 43 (3): 309–316.
38. Van Dijken JW, Pallesen U. 2016. Restauraciones posteriores de composite de resina rellenas a granel: un estudio clínico controlado aleatorizado de 5 años. *J Dent* . 51 : 29–35.
39. Yuan H, Li M, Guo B, Gao Y, Liu H, Li J. 2015. Evaluación de la fuerza de unión microtensil y microfiltración de un composite fluido autoadhesivo . *J Adhes Dent* . 17 (6): 535–543.
40. Vieira-Filho WS, Alonso RC, González AH, D'Alpino PH, Di Hipólito V. 2017. Fuerza de adhesión e interacción química de cementos resinosos autoadhesivos según la región dentinaria . *Adhesivo Int J Adhes* . 73 : 22-27.
41. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. 2011. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater*. 27(12):1221–1228.
42. Sauro S, Osorio R, Osorio E, Watson TF, Toledano M. 2013. Novel light-curable materials containing experimental bioactive micro-fillers remineralise mineral-depleted bonded-dentine interfaces. *J Biomater Sci Polym Ed*. 24(8):940–956.
43. Lempel E, Tóth Á, Fábián T, Krajczár K, Szalma J. 2015. Evaluación retrospectiva de restauraciones posteriores directas con composite: hallazgos de 10 años . *Dent Mater* . 31 (2): 115-122.
44. Cheng L, Zhang K, Weir MD, Melo MA, Zhou X, Xu HH. 2015. Estrategias de nanotecnología de composites y adhesivos antibacterianos y remineralizantes para el abordaje de la caries dental . *Nanomedicina (Lond)*. 10 (4): 627–641.
45. Ge Y, Wang S, Zhou X, Wang H, Xu HHK, Cheng L. 2015. El uso de amonio cuaternario para combatir la caries dental. *Materiales (Basilea)*. 8 (6): 3532–3549.
46. Wu J, Weir MD, Melo MAS, Strassler HE, Xu HHK. 2016. Efectos del envejecimiento por agua en un composite dental autocurativo que contiene microcápsulas . *J Dent* . 47 : 86–93.

47. Takenaka S, Trivedi HM, Corbin A, Pitts B, Stewart PS. 2008. Visualización directa de patrones espaciales y temporales de acción antimicrobiana dentro de biofilms orales modelo . *Appl Environ Microbiol* . 74 (6): 1869–1875.
48. Zhang K, Cheng L, Weir MD, Bai YX, Xu HH. 2016. Effects of quaternary ammonium chain length on the antibacterial and remineralizing effects of a calcium phosphate nanocomposite. *Int J Oral Sci*. 8(1):45–53.
49. Paula AJ, Koo H. 2016. Bloques de construcción nanométricos para personalizar enfoques novedosos de antibiofilm . *J Dent Res* . 96 (2): 128-136.
50. Song F, Koo H, Ren D. 2015. Efectos de las propiedades del material sobre la adhesión bacteriana y la formación de biopelículas . *J Dent Res* . 94 (8): 1027–1034.
51. Li F, Wang P, Doctor en Medicina de Weir, Fouad AF, Xu HHK. 2014. Evaluación de nanocompuestos y adhesivos antibacterianos y remineralizantes en modelo de cavidad dental de rata . *Acta Biomater* . 10 (6): 2804-2813.
52. Melo MA, Cheng L, Zhang K, Weir MD, Chow LC, Antonucci JM, Lin NJ, Lin-Gibson S, Xu HH. 2014. Lucha contra la caries dental mediante materiales de restauración que contienen nanopartículas antibacterianas y remineralizantes . *Actas Técnicas de la Conferencia y Exposición de Nanotecnología NSTI 2014, NSTI-Nanotech 2014* Nanotech 2014; 2 : 289-292.
53. Liang K, Weir MD, Xie X, Wang L, Reynolds MA, Li J, Xu HH. 2016. Remineralización de dentina en ambiente de desafío ácido mediante PAMAM y composite de fosfato de calcio . *Dent Mater* . 32 (11): 1429-1440.
54. Anusavice Kenneth J.. Phillips. Ciencia de los materiales dentales. Undécima Edición. Madrid. España: Editorial Elsevier; 2004.
55. Park J, Bronzino J. Biomateriales. Principios y aplicaciones. Estados Unidos: Editorial CRC Press; 2003.

56. Barrancos Mooney J. Operatoria Dental. Integración Clínica. 4ta edición. Buenos Aires. Argentina: Editorial Médica Panamericana; 2006.
57. Van N. Introduction to dental materials. Elsevier. London, UK. 3a ed. 2007.
58. Phillips R.W. “La Ciencia de los Materiales Dentales”. Undécima edición. Editorial Elsevier. 2010. Parte III Cap. 14 p.415-16
59. Senawongse P., Pongprueksa P. (2007) Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. J Esthet Restor Dent; 19: 265-275.
60. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. Dent Mater (2010).
61. Filtek Z350 3M. Perfil técnico del producto. <https://multimedia.3m.com/mws/media/725177O/tpp-filtek-z350-xt.pdf>
62. Brilliant™ NG. COLTENE. UNIVERSAL DUO SHADE, NANO COPOSITE <https://ap.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro9897-es-05-14-brillant-ngsesaindv1.pdf>
63. Mezarina F. Comparación *in vitro* de la resistencia a la compresión de las resinas compuestas Te-Econom Plus®, Tetric N-Ceram® y TetricN-CeramBulkFill®. Lima –Peru. Tesis para obtener el título de cirujano dentista. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas; 2016. Pp: 5- 7.
64. Nalcaci A, Salbas M, Ulusoy N. The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. J Adhes Dent. (2005); 7: 309-14.

ANEXOS

Anexo N° 01

UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO
ESCUELA ACADEMICO DE ODONTOLOGÍA
FICHA DE ANÁLISIS DE ENSAYO

Fecha:

Código:

.....

Código:	Diámetro	Área	Fuerza de Compresión
FILTEK Z 350			
BRILLIANT			
OPALLIS			

Observaciones:.....

.....

.....

Anexo N° 02

MATRIZ DE CONSISTENCIA

“GRADO DE COMPRESIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS FILTEK 350 COLTENE Y OPALIS EN LA CIUDAD DE HUÁNUCO 2018”

PROBLEMA	OBJETIVO	HIPOTESIS	VARIABLE	METODOLOGIA	POBLACION
PROBLEMA GENERAL: ¿Cuál el grado de resistencia a la compresión de las resinas compuestas filtek Z 350, Brilliant de coltene y Opallis, en la ciudad de Huánuco. 2016? PROBLEMA ESPECIFICO: <ul style="list-style-type: none"> ¿Cuál es la resistencia compresiva de la resina compuesta filtek Z 350 de 3M? ¿Cuál es la resistencia compresiva de la resina compuesta Brilliant de Coltene? ¿Cuál es la resistencia compresiva de la resina compuesta opallis de FGM? 	OBJETIVO GENERAL: Comparar el grado de resistencia a la compresión de las resinas compuestas Filtek Z 350, Brilliant de Coltene y Opallis de FGM. OBJETIVO ESPECIFICO: <ul style="list-style-type: none"> Determinar la resistencia compresiva axial de la resina compuesta filtek Z 350 de 3M. Determinar la resistencia compresiva axial de la resina compuesta Brilliant de Coltene. Determinar la resistencia compresiva axial de la resina compuesta opallis de FGM 	Hi: Existen diferencias significativas en el grado de resistencia a la compresión entre las resinas filtek Z350 de 3M, Brilliant de coltene y opallis de FGM. Ho: No existen diferencias significativas en el grado de resistencia a la compresión entre las resinas filtek Z350 de 3M, Brilliant de coltene y opallis de FGM.	VARIABLE DEPENDIENTE: Grado de Resistencia a la Compresión VARIABLE INDEPENDIENTE Resinas compuestas: Filtek Z 350 de 3M Brilliant de Coltene Opallis de FGM	TIPO DE INVESTIGACION BÁSICO PROSPECTIVO TRANSVERSAL DISEÑO DE INVESTIGACION EL PRESENTE ESTUDIO ES DESCRIPTIVO TRANSVERSAL	POBLACIÓN MUESTRAL. Las unidades de experimentación fueron 30 cilindros de experimentación, que correspondía a los tres tipos de resinas compuestas en comparación, estas son Filtek Z 350 de 3M, Brilliant de Coltene y Opallis de FGM.

Anexo N° 03

EVIDENCIAS

